

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①1 N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

**2 786 293**

②1 N° d'enregistrement national :

**98 14786**

⑤1 Int Cl<sup>7</sup> : G 06 T 5/40, A 61 B 8/00

⑫

**DEMANDE DE BREVET D'INVENTION****A1**

②2 Date de dépôt : 24.11.98.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 26.05.00 Bulletin 00/21.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du  
présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : GE MEDICAL SYSTEMS SA Société  
anonyme — FR.

⑦2 Inventeur(s) : LIENARD JEAN, MULLER SERGE,  
NICOLAS FRANCOIS et BETTING FABIENNE.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : CASALONGA ET JOSSE

⑤4 PROCÉDE DE COMPENSATION DE L'ÉPAISSEUR D'UN ORGANE.

⑤7 Procédé de compensation de l'épaisseur d'un organe  
dans un appareil de radiologie, du type comprenant une  
source de rayons X et un moyen de détection du faisceau  
de rayons X après qu'il a traversé ledit organe, le moyen de  
détection étant apte à transformer le faisceau de rayons X  
en un signal électronique numérique, dans lequel, à partir  
d'une image numérisée, on calcule une image des épais-  
seurs radiologiques d'organe traversées par le faisceau de  
rayons X, on définit un seuil d'épaisseur, on en déduit une  
image algébrique de compensation permettant de ramener  
les pixels de niveau inférieur ou supérieur au dit seuil, jus-  
qu'à la valeur du dit seuil, et on somme l'image d'épaisseur  
et une proportion de l'image de compensation pour obtenir  
une image d'épaisseur compensée.

**FR 2 786 293 - A1**

### Procédé de compensation de l'épaisseur d'un organe.

La présente invention concerne le domaine de l'imagerie radiologique qui permet de visualiser un organe ou une partie d'organe, en général du corps humain.

De façon conventionnelle, la radiographie aux rayons X a été  
5 réalisée grâce à des films sensibles impressionnés par les rayons X après leur traversée de l'organe à étudier. Les radiologues ont été entraînés à l'interprétation de telles images. Les nouvelles technologies d'imagerie - détecteur à l'état solide et système d'acquisition numérique - doivent s'adapter aux habitudes courantes et doivent fournir une perception  
10 équivalente des informations pertinentes que les radiologues ont l'habitude d'examiner. En particulier, l'une des exigences que les systèmes numériques doivent satisfaire consiste en une étendue de la dynamique de niveau de gris qui simule le plus fidèlement possible un film conventionnel. A cet effet, l'image digitale est affichée sur un écran que le  
15 radiologue ajuste de façon interactive pour identifier tous les signes cliniques en percevant les relations entre les différentes composantes de l'image. Mais la perception précise d'informations de densité au moyen de l'image affichée à l'écran est limitée par la dynamique de l'écran. Or, on doit passer de façon automatique du contraste élevé de l'image d'origine, par exemple de l'ordre de 30 à 50, au contraste faible offert par un écran  
20 vidéo.

De façon courante, les médecins appliquent aux patients des techniques de conformation dans le but de limiter la dynamique des images acquises, par exemple par compression de régions épaisses, et/ou  
25 par ajout de substances absorbantes pour compenser des zones de faible

2786293

2

épaisseur. Dans le cas de la mammographie aux rayons X, le sein est mis en compression jusqu'à une épaisseur la plus réduite et la plus constante possible. Dans le domaine de la cardiologie, on utilise des filtres de contour pour éviter les problèmes liés à des zones faiblement absorbantes de la poitrine, telles que les poumons. Ces filtres consistent en des plaques  
5 de forme complémentaire de celle du coeur, réalisées dans des matériaux de coefficients déterminés d'absorption des rayons X.

Toutefois, ces techniques se révèlent insuffisantes pour l'acquisition et le traitement numérique d'images, et lourdes à mettre en  
10 oeuvre.

La présente invention a pour but de remédier aux inconvénients évoqués ci-dessus.

La présente invention a pour but de compenser des variations d'épaisseur, en particulier à la limite entre des régions de forte densité et  
15 des régions de faible densité de l'organe radiographié.

Le procédé de compensation de l'épaisseur d'un organe, selon l'invention, est prévu pour un appareil de radiologie, du type comprenant une source de rayons X et un moyen de détection du faisceau de rayons X après qu'il a traversé ledit organe, le moyen de détection étant apte à  
20 transformer le faisceau de rayons X en un signal électronique numérique. A partir d'une image numérisée, on calcule une image des épaisseurs radiologiques d'organe traversées par le faisceau de rayons X, l'épaisseur nulle correspondant aux zones de l'image sans organe, on définit un seuil d'épaisseur, on en déduit une image algébrique de compensation  
25 permettant de ramener les pixels de niveau inférieur ou supérieur au dit seuil jusqu'à la valeur du dit seuil, et on somme l'image d'épaisseur et une proportion de l'image de compensation, pour obtenir une image d'épaisseur compensée.

On appelle épaisseur radiologique, l'épaisseur d'un organe telle  
30 qu'elle est mesurée par les rayons X, autrement dit compte tenu de l'absorption des matériaux traversés. Par exemple, 1 cm d'os a la même épaisseur radiologique que 4 cm d'eau.

L'image d'épaisseur peut être obtenue au moyen de la loi de Lambert:  $I = I_0 e^{-\mu t}$  avec  $I$  le nombre de photons reçus en un point donné du  
35 moyen de détection,  $I_0$  le nombre de photons n'ayant pas traversé l'organe,

2786293

3

reçus en un point donné du moyen de détection,  $\mu$  le coefficient d'absorption linéaire des rayons X par la matière traversée, et  $t$  l'épaisseur de matière traversée, de laquelle on déduit :  $\ln I_0 - \ln I = \mu t$ , le produit  $\mu t$  correspondant au niveau de gris pour un pixel d'une image d'épaisseur radiologique.

5 Dans un mode de réalisation de l'invention, on établit un seuil correspondant à une épaisseur donnée dépendant de la nature de l'organe, on supprime toutes les épaisseurs supérieures à ce seuil puis une partie prédéterminée des épaisseurs restantes inférieures et les plus proches du  
10 seuil, on obtient ainsi un masque définissant le contour du dit organe, on affecte la valeur 1 aux zones de l'image correspondant au dit organe et la valeur 0 aux zones de l'image ne correspondant pas au dit organe, on effectue alors le produit du masque par l'image numérisée pour obtenir une image ne correspondant qu'à l'organe.

15 Dans un mode de réalisation de l'invention, on définit un seuil supplémentaire d'épaisseur en fonction d'une proportion prédéterminée de pixels de niveau inférieur au dit seuil, on en déduit une image de compensation permettant de ramener les pixels de niveau inférieur au dit seuil jusqu'à la valeur du dit seuil, on filtre l'image de compensation par un  
20 filtre passe-bas, puis par le masque, et on somme l'image ne correspondant qu'à l'organe et une proportion de l'image de compensation.

Dans un mode de réalisation de l'invention, le filtre passe-bas est calculé pour éliminer les pixels correspondants à un organe chargé de produit de contraste dans l'image de compensation et ainsi les conserver  
25 dans l'image compensée.

Avantageusement, on procède à une érosion du masque préalablement au produit du masque par l'image numérisée.

30 Dans un mode de réalisation de l'invention, la partie prédéterminée des épaisseurs restantes inférieures et les plus proches du seuil est comprise entre 1 et 5%.

Dans un mode de réalisation de l'invention, le seuil est déterminé en fonction de la taille de l'organe, par exemple 1 cm pour un organe de 5 cm d'épaisseur.

35 Dans un mode de réalisation de l'invention, le seuil supplémentaire d'épaisseur est défini en fonction d'une proportion

prédéterminée de pixels égale à 20% des pixels supérieurs au seuil supplémentaire.

5 Dans un autre mode de réalisation de l'invention, on détermine l'épaisseur de l'organe par comparaison de l'histogramme des épaisseurs avec une courbe modèle préétablie, on calcule une parabole approchant le premier des maximum de l'histogramme des épaisseurs et on choisit le seuil d'épaisseur à l'intersection de la parabole et de l'abscisse des épaisseurs.

10 Dans un mode de réalisation de l'invention, on définit deux seuils, haut et bas, d'épaisseurs, l'image de compensation étant calculée pour ramener les pixels de niveau inférieur au seuil bas jusqu'à la valeur du dit seuil bas, et les pixels de niveau supérieur au seuil haut jusqu'à la valeur du dit seuil haut. Dans ce dernier cas l'image de compensation a une valeur négative.

15 Avantageusement, on filtre l'image de compensation par un filtre passe-bas, puis par le masque, préalablement à la sommation des images.

20 Ainsi, l'invention offre un procédé de traitement d'images fournissant une image équivalente à celle que l'on obtiendrait en disposant un liquide absorbant sur les bords de l'organe sur une partie de leur hauteur et permet de simuler un phénomène physique, ce qui fournit une meilleure compréhension du réglage optimal des paramètres qui doit être effectué. Ce traitement d'images confère une apparence naturelle et plaisante à l'organe étudié. Le procédé est facile à mettre en oeuvre par  
25 adaptation de machines radiographiques numériques existantes et peut être appliqué à la radiographie de quelque organe que ce soit.

La présente invention sera mieux comprise à l'étude de la description détaillée d'un mode de réalisation pris à titre d'exemple nullement limitatif et illustré par les dessins annexés, sur lesquels :

30 la figure 1 est une représentation schématique d'un organe composé de zones de différentes épaisseurs;

la figure 2 est une représentation schématique d'un organe composé de zones de différentes épaisseurs compensées, selon l'invention;

35 la figure 3 est une vue schématique d'un sein dans un plateau de

compression;

la figure 4 est un diagramme représentant l'évolution de l'épaisseur du sein et de l'intensité correspondante des rayons X et correspondant à la figure 3;

5 la figure 5, semblable à la figure 3, montre la disposition d'un liquide absorbant en complémentarité de forme avec le sein;

la figure 6 est un diagramme semblable à celui de la figure 4 et correspondant à la figure 5;

10 la figure 7 est un schéma du procédé de traitement d'image conforme à l'invention; et

la figure 8 est un histogramme d'épaisseur du sein.

15 Comme on peut le voir sur la figure 1, la dynamique d'une image d'un organe peut être supérieure à la dynamique d'épaisseurs représentables par l'écran de visualisation et qui est représentée par les deux traits pointillés horizontaux. Ainsi, les blocs 1 à 3 se situent à un  
niveau de gris trop élevé tandis que les blocs 8 et 9 se situent à un niveau trop faible. Les phénomènes physiques ou les parties de l'organe qui se trouvent dans de telles zones ne sont donc pas visualisés de façon satisfaisante. En conservant la même dynamique d'écran, on pourrait  
20 concevoir de visualiser tout d'abord les blocs 5 à 9 puis, dans un deuxième temps et après modification des paramètres de luminosité de l'écran, les blocs 1 à 4. En prenant l'exemple de la mammographie, on obtiendrait une première image sur laquelle on verrait uniquement le contour du sein sans voir ses tissus internes. La deuxième image montrerait uniquement ses  
25 tissus internes, zone adipeuse ou zone glandulaire, sans que l'on aperçoive son contour, ce qui n'est guère pratique à mettre en oeuvre et complique le travail du radiologue.

30 Selon la présente invention, la compensation numérique de l'image brute est basée sur le principe suivant : le procédé de compensation d'image simule l'ajout ou l'enlèvement d'une quantité appropriée de matière dans des régions frontière, par exemple entre des zones à forte absorption et des zones à faible absorption de rayons X, de façon que la dynamique soit réduite tout en tenant compte de la contrainte de la préservation des différences et des rapports réels entre les structures  
35 anatomiques. Ainsi, on voit que sur la figure 2 les blocs 1 à 9 sont contenus

dans les limites de la dynamique de l'écran. Les blocs 1 à 3 au lieu d'être saturés dans le blanc, sont ramenés juste en dessous de la limite supérieure de saturation et conservent leur relation d'origine, à savoir : bloc 1 plus clair que le bloc 2 plus clair que le bloc 3, etc. Il en est de même pour les blocs 8 et 9 qui au lieu d'être noirs, se situent à proximité de la limite inférieure de la dynamique, de façon à être visibles et tout en conservant leur différence d'origine, bloc 7 plus clair que le bloc 8 plus clair que le bloc 9.

Sur la figure 3, on voit un sein 1 mis en compression entre un plateau 2 et une table 3 qui font partie d'un appareil de radiologie, non représenté. Le sein est soumis à un faisceau de rayons X 4 émis par une source non représentée. Un détecteur numérique, non représenté, est disposé sur la trajectoire du faisceau de rayons X 4 après sa traversée du sein 1. On remarque que certains rayons X, référencés 5, ne traversent qu'une partie de l'épaisseur du sein en raison de sa forme arrondie à l'extrémité. Il en résulte que ces rayons X sont moins atténués que ceux ayant traversé la totalité de l'épaisseur du sein, ce qui risque de conduire à une saturation de la portion d'image correspondant aux rayons 5 et à l'affichage d'une portion d'écran noir. En effet, une portion blanche correspond à une zone épaisse et une portion noire correspond à une zone peu épaisse, par convention.

Le diagramme de la figure 4 illustre cet état de fait. Lorsque l'épaisseur diminue, l'intensité (ou nombre de photons) augmente de façon très importante, ce qui rend la bordure du sein difficile à voir. Il en résulte que des tumeurs et des micro-calcifications de la bordure du sein peuvent ne pas être remarquées par le radiologue entraînant d'analyser l'anatomie de la partie centrale du sein. Le procédé de compensation selon l'invention permet de porter la visibilité de la bordure du sein presque au même niveau que la visibilité de la partie centrale du sein.

A cet effet, on simule le remplissage à un niveau H (figure 5) d'un secteur précédemment rempli d'air en contact avec l'extrémité du sein. Le remplissage est effectué avec une solution 6 qui accroît l'épaisseur apparente du sein sur sa bordure. Cela est équivalent au fait de positionner des filtres de contour ou de placer des sacs de farine le long des bras ou du cou du patient pour une artériographie pour éviter la saturation d'image

2786293

7

dans ces régions de faible épaisseur. Bien entendu, le fait de disposer un liquide 6 permet une adaptation parfaite à la forme de la région qui doit être compensée en épaisseur. On obtient ainsi une épaisseur apparente et une intensité dont l'évolution est représentée sur la figure 6 et qui présente  
5 une configuration beaucoup plus favorable. Toutefois, le fait de disposer un liquide impose des contraintes de manipulation que l'on souhaite éviter. Le procédé selon l'invention permet de simuler la présence du liquide 6.

Les différentes étapes du procédé selon l'invention sont représentées sur la figure 7. L'image d'entrée en provenance du moyen de  
10 détection est tout d'abord sous-échantillonnée, par exemple d'un facteur  $Z=4$ , pour réduire le temps d'exécution, voir bloc 7. En variante, le procédé peut être mis en oeuvre avec la résolution d'origine de l'image pour éviter tout artefact sur l'aspect de la peau de l'organe.

Au bloc 8, on applique la fonction logarithme qui permet de passer des intensités aux épaisseurs radiologiques. Au bloc 9, on effectue l'extraction du sein. Au bloc 10, on effectue l'estimation de l'épaisseur minimum de la zone adipeuse du sein. Au bloc 11, on calcule la fonction de compensation. Au bloc 12, on rétablit l'image dans sa résolution d'origine.  
15 Au bloc 13, on applique la fonction exponentielle.

Pour un point donné de l'image, le nombre  $I$  de photons reçus par un point donné du moyen de détection est déterminé par l'équation suivante :  $I = I_{\max} \times e^{-\mu t}$ ,  $t$  étant l'épaisseur de l'organe traversé par les rayons  $X$  et  $\mu$  étant la densité de l'organe traversé. En appliquant la  
25 fonction logarithme, on aboutit à :  $\mu \times t = \ln(I_{\max}) - \ln(I)$ ,  $I_{\max}$  est connu et correspond au nombre de photons qui sont reçus sur un point donné du moyen de détection et qui n'ont pas traversé l'organe. On connaît donc le produit  $\mu \times t$  qui est appelé épaisseur densitométrique ou radiologique.

Dans la pratique, on pourra préférer appliquer une équation légèrement différente en se basant sur la grandeur  $G$  qui est le niveau de gris d'un point donné du moyen de détection :  $\mu t = K \times \ln(G_{\max} + 1) - K \times \ln(G + 1)$ . Le gain  $K$  est appliqué pour protéger les variations de niveau de gris supérieures à 1% de l'intensité maximum, tel que  $K \times \ln(G_{\max} + 1) - K \times \ln(0,99 G_{\max} + 1) \geq 1$ . L'application de cette fonction  
35 logarithme permet d'obtenir un histogramme de l'épaisseur, tel qu'illustré



sur la figure 8.

On effectue ensuite l'estimation de l'épaisseur minimum de la zone adipeuse. L'histogramme d'épaisseur du sein (figure 8) comprend trois régions principales. Le fond, la peau ou bordure du sein et le corps du sein proprement dit. On définit tout d'abord un seuil d'épaisseur, de  
5 préférence réglable en fonction des dimensions de l'organe, par exemple égal à 1 cm pour la mammographie. On supprime toutes les épaisseurs supérieures à cette valeur, puis on supprime un pourcentage donné, par exemple 1%, des épaisseurs inférieures à la valeur seuil et les plus proches  
10 de ladite valeur seuil. On affecte alors un coefficient 1 aux zones correspondant au sein, c'est-à-dire les zones précédemment exclues et un coefficient 0 aux zones ne correspondant pas au sein, c'est-à-dire les zones précédemment conservées. On dispose ainsi d'un masque qui, par multiplication avec l'image du sein, permet de ne conserver que les pixels  
15 correspondant au sein et de supprimer tous les autres.

On effectue ensuite une érosion (opération de morphologie mathématique) sur une épaisseur donnée, par exemple d'environ 1 cm d'épaisseur dans le cas de la mammographie, de ce masque. Le nouveau masque ainsi obtenu correspond au corps du sein. On effectue ensuite le  
20 produit de ce masque par l'image d'entrée, ce qui permet de ne conserver que l'image de la région du corps du sein, puis on élimine les 20% des pixels les plus faibles, ce qui correspond, sur la figure 8, à supprimer 20% de la surface de l'histogramme des épaisseurs dans la région du corps du sein la plus proche de la région de la peau. La limite de ces 20% correspond  
25 à la valeur d'épaisseur minimum de la zone adipeuse  $\mu_a \times t_{a \min}$ .

On calcule alors la compensation à apporter. Tout d'abord l'image précédemment calculée est passée dans un filtre passe-bas pour conserver seulement des variations lentes d'épaisseur  $\mu \times t$ . L'image de compensation  $\mu_a H$  est définie comme étant celle que l'on doit ajouter à  
30 l'image filtrée  $\mu \times t$  pour obtenir des valeurs égales à l'épaisseur minimum de la zone adipeuse

$\mu_a t_{a \min} : \mu_a \times H = \mu_a \times t_{a \min} - \mu \times t > 0$ . Le liquide 6 dont on simule la présence sur une hauteur  $H$  possède la même densité  $\mu_a$  que la zone adipeuse.

On effectue la multiplication de la fonction de compensation par  
35 le masque avant et après le filtrage passe-bas afin d'éviter une

compensation en-dehors du sein. On somme l'image  $\mu \times t$  et une proportion de l'image de compensation  $\mu_a H$  afin de conserver la hiérarchie des épaisseurs compensées. En d'autres termes, on limite la compensation à un taux inférieur à 100%.

5 Bien entendu, les paramètres décrits ci-dessus peuvent faire l'objet de réglages différents afin de s'adapter à des zones adipeuses de sein d'épaisseurs différentes ou à d'autres organes.

10 En variante, on peut remplacer l'utilisation du masque par une simulation utilisant un modèle d'organe. On détermine alors l'épaisseur de l'organe par comparaison de l'histogramme des épaisseurs avec la courbe modèle préétablie, on calcule une parabole approchant une partie de l'histogramme des épaisseurs et on choisit le seuil d'épaisseur à l'intersection de la parabole et de l'abscisse des épaisseurs.

15 En variante, on pourrait envisager d'effectuer le produit du masque par l'image compensée au lieu de l'appliquer sur l'image de compensation. Cela aurait pour inconvénient de supprimer certaines variations du fond, ainsi que d'effectuer la compensation de parties inintéressantes.

20 Dans le domaine de l'imagerie vasculaire, en particulier pour des examens d'angiographie cardiaque, le même procédé peut être appliqué en compensant des zones peu absorbantes de la poitrine par ajout virtuel de matière et par enlèvement virtuel de matière dans la zone dense du diaphragme. De façon similaire, des opérations d'artériographie de la carotide ou des membres inférieurs peuvent être effectuées de façon avantageuse avec la présente invention. On définit alors un seuil haut et un seuil bas, l'image de compensation étant calculée pour ramener les pixels de niveau inférieur au seuil bas jusqu'à la valeur du dit seuil bas, et les pixels de niveau supérieur au seuil haut jusqu'à la valeur du dit seuil haut.

Pour des zones épaisses comme la poitrine, on pourra utiliser les équations suivantes :

$$G = G_{\max} \times e^{-\mu t}$$

$$\mu t = \ln(G_{\max}) - \ln(G)$$

$$\mu_a H = \text{compensation dans le poumon}$$

$$\mu_b L = \text{compensation du diaphragme ou des vertèbres}$$

La compensation est effectuée selon la règle suivante en ajoutant

2786293

10

la compensation  $\mu_a H$  et en soustrayant la compensation  $\mu_b L$  :

$$\mu_t + \mu_a H - \mu_b L,$$

ce qui aboutit, après application de la fonction exponentielle, à

$$G \times e^{-\mu_a H} \times e^{+\mu_b L}$$

5        Ainsi, dans la zone dense du diaphragme, la compensation effectuée selon l'invention correspondra à un enlèvement virtuel de matière de façon à ramener la dynamique de l'image à une valeur correspondant à celle de l'écran de visualisation. Il en sera de même dans la zone de faible densité du poumon où on ajoutera virtuellement de la

10       matière.  
Pour conserver une visualisation satisfaisante des artères qui font l'objet d'une injection de liquide de contraste mais qui sont de diamètre relativement faible, on réglera le filtre de façon que celui-ci ne voit pas les artères qui seront donc absentes de l'image de compensation et

15       conservées sur l'image compensée. Par exemple, si le filtre élimine les détails inférieurs ou égaux à 1 cm, ceux-ci seront conservés sur l'image compensée, tandis que les détails des dimensions supérieures à 1 cm seront lissés.  
Grâce à l'invention, on dispose d'un procédé de traitement

20       d'images capable de simuler une opération physique de disposition ou d'enlèvement d'un liquide absorbant, ce qui permet une compréhension aisée de son fonctionnement. L'image obtenue d'après le procédé ne présente pas d'artefact et est d'apparence naturelle. Le procédé peut être mis en oeuvre dans des domaines variés de la radiologie tout en

25       supprimant le besoin des dispositifs physiques de compensation.

## REVENDICATIONS

1. Procédé de compensation de l'épaisseur d'un organe dans un appareil de radiologie, du type comprenant une source de rayons X et un moyen de détection du faisceau de rayons X après qu'il a traversé ledit organe, le moyen de détection étant apte à transformer le faisceau de rayons X en un signal électronique numérique, dans lequel, à partir d'une image numérisée, on calcule une image des épaisseurs radiologiques d'organe traversées par le faisceau de rayons X, on définit un seuil d'épaisseur, on en déduit une image algébrique de compensation permettant de ramener les pixels de niveau inférieur ou supérieur au dit seuil jusqu'à la valeur du dit seuil, et on somme l'image d'épaisseur et une proportion de l'image de compensation, pour obtenir une image d'épaisseur compensée.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel on établit un seuil correspondant à une épaisseur donnée dépendant de la nature de l'organe, on supprime toutes les épaisseurs supérieures à ce seuil puis une partie prédéterminée des épaisseurs restantes inférieures et les plus proches du seuil, on obtient ainsi un masque définissant le contour du dit organe, on affecte la valeur 1 aux zones de l'image correspondant au dit organe et la valeur 0 aux zones de l'image ne correspondant pas au dit organe, on effectue alors le produit du masque par l'image numérisée pour obtenir une image ne correspondant qu'à l'organe.

3. Procédé selon la revendication 2, dans lequel on définit un seuil supplémentaire d'épaisseur en fonction d'une proportion prédéterminée de pixels de niveau supérieur au dit seuil, on en déduit une image de compensation permettant de ramener les pixels de niveau supérieur au dit seuil jusqu'à la valeur du dit seuil, on filtre l'image de compensation par un filtre passe-bas, puis par le masque, et on somme l'image ne correspondant qu'à l'organe et une proportion de l'image de compensation.

4. Procédé selon la revendication 3, dans lequel le filtre passe-bas est calculé pour supprimer les pixels correspondants à un organe chargé de produit de contraste.

5. Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 à 4, dans

lequel on procède à une érosion du masque préalablement au produit du masque par l'image numérisée.

5 6. Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 à 5, dans lequel la partie prédéterminée des épaisseurs restantes inférieures et les plus proches du seuil est égale à 99%.

7. Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 à 6, dans lequel le seuil est déterminé en fonction de la taille de l'organe.

10 8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le seuil d'épaisseur est défini en fonction d'une proportion prédéterminée de pixels égale à 20%.

15 9. Procédé selon la revendication 1, dans lequel on détermine l'épaisseur de l'organe par comparaison de l'histogramme des épaisseurs avec une courbe modèle préétablie, on calcule une parabole approchant le premier maximum de l'histogramme des épaisseurs et on choisit le seuil d'épaisseur à l'intersection de la parabole et de l'abscisse des épaisseurs.

20 10. Procédé selon la revendication 1, dans lequel on définit deux seuils, haut et bas, d'épaisseurs, l'image de compensation étant calculée pour ramener les pixels de niveau inférieur au seuil bas jusqu'à la valeur du dit seuil bas, et les pixels de niveau supérieur au seuil haut jusqu'à la valeur du dit seuil haut.

11. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel on filtre l'image de compensation par un filtre passe-bas, puis par le masque, préalablement à la sommation de l'image ne correspondant qu'à l'organe et de l'image de compensation.

1/7

FIG.2

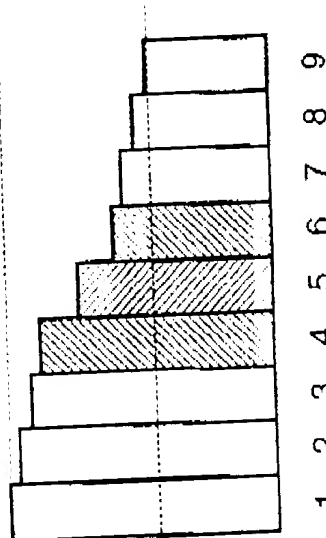
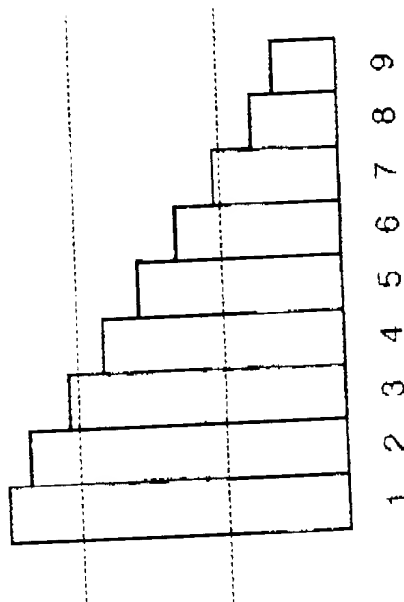
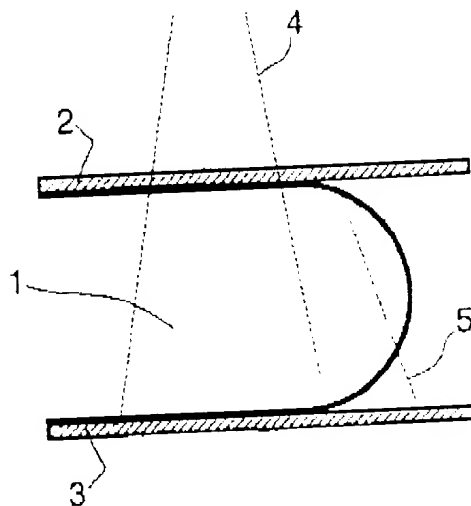


FIG.1

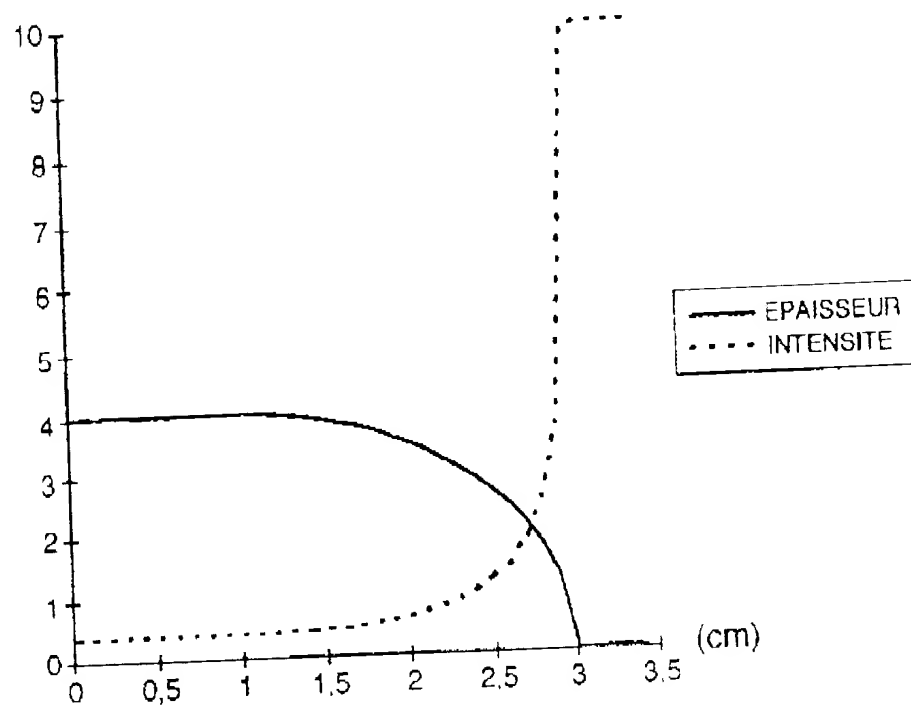


27

FIG.3



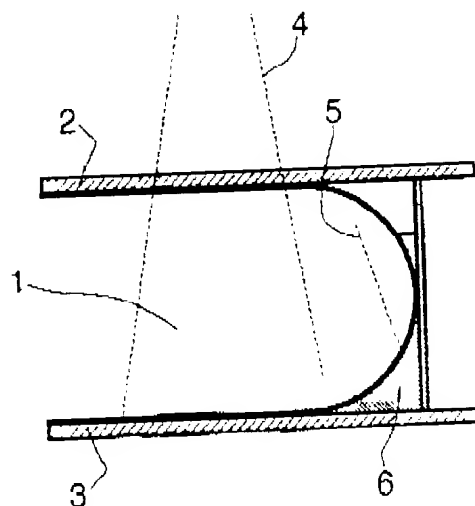
3/7

FIG.4

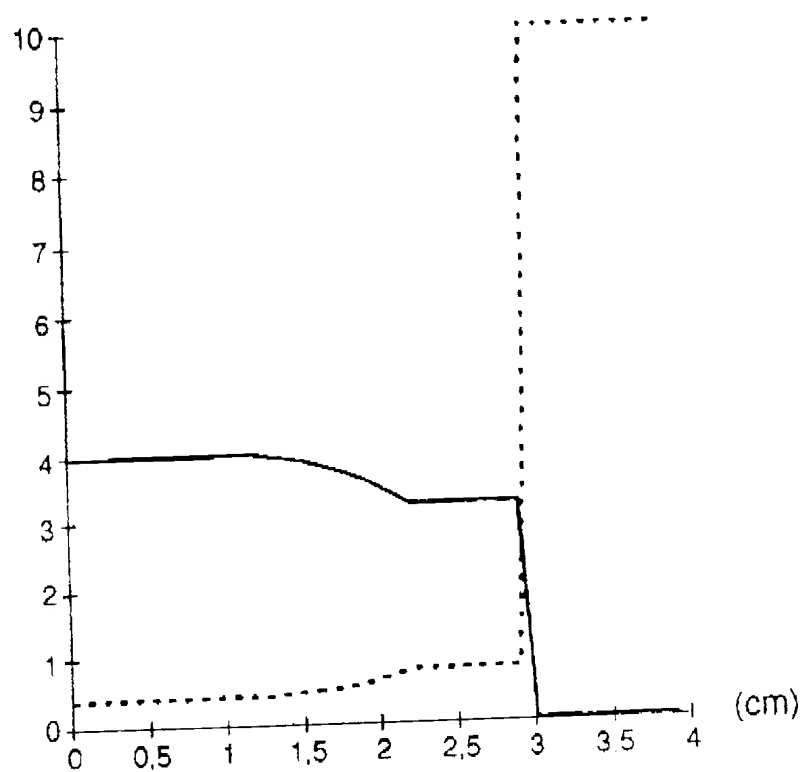


4/7

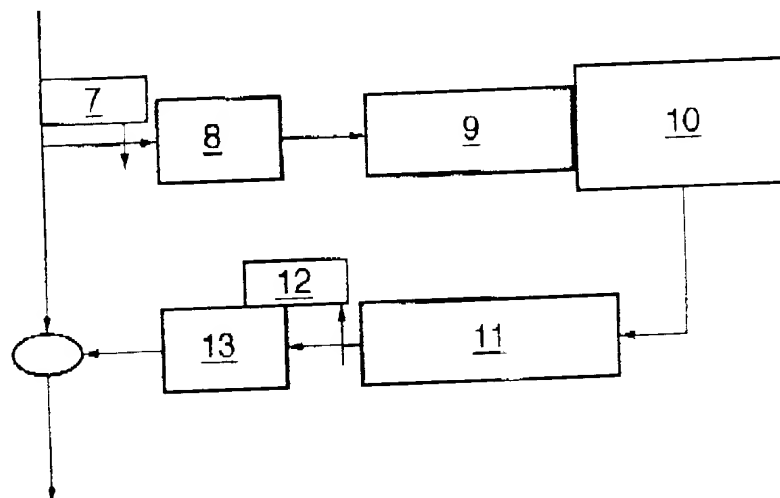
FIG.5



5/7

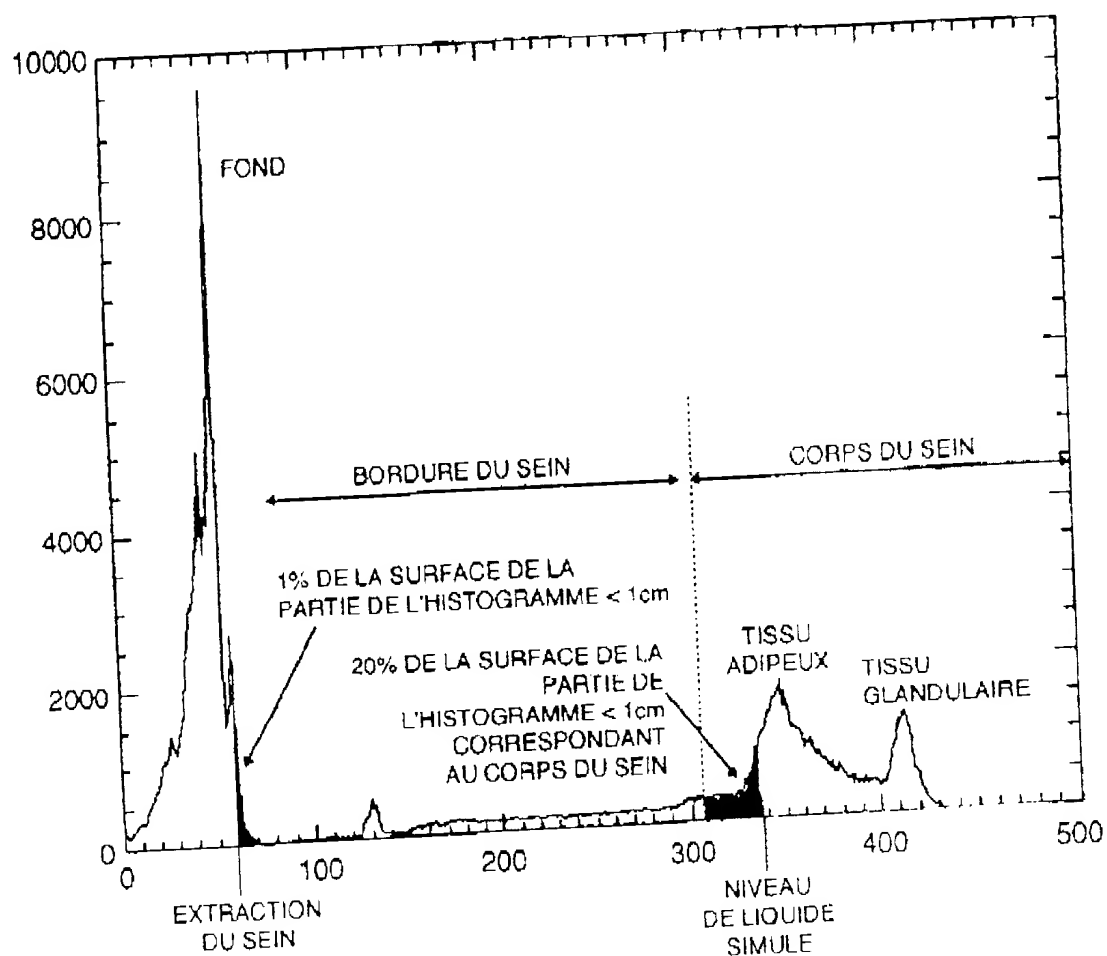
FIG.6

6/7

FIG.7

7/7

**FIG.8**



REPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL  
de la  
PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLERAPPORT DE RECHERCHE  
PRELIMINAIREétabli sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la rechercheN° d'enregistrement  
nationalFA 565461  
FR 9814786

2786293

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	WO 98 37738 A (DIRECT RADIOGRAPHY CORP ; SCHWENKER EMILY J & LF (US); WILLIAMS COR) 27 août 1998 (1998-08-27) * abrégé; figures 3,4 *	1,10
X	DE 32 14 725 A (PHILIPS PATENTVERWALTUNG) 27 octobre 1983 (1983-10-27) * abrégé *	1
A	US 5 687 251 A (ERLER BRIAN S ET AL) 11 novembre 1997 (1997-11-11) * abrégé *	1,2
A	EP 0 383 269 A (ADLER RES ASSOC) 22 août 1990 (1990-08-22) * abrégé *	1,3,4,11
A	US 5 696 805 A (PAWLICKI THADDEUS FRANCIS ET AL) 9 décembre 1997 (1997-12-09) * abrégé; figures 8,9 *	1,3,10, 11
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.8)
		G06T H04N A61B G06F
Date d'achèvement de la recherche		Examinateur
28 juillet 1999		Jonsson, P.O
<p>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou à l'état de la technique générale O : divulgation non écrite P : document intermédiaire</p> <p>1 : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons 3 : membre de la même famille, document correspondant</p>		

EPO FORM 1500 03 02 (P44C12)